

Principes généraux de l'utilisation du matériel de laparoscopie

D. Mutter

Le matériel de chirurgie laparoscopique a fait des progrès spectaculaires depuis la diffusion de la technique au début des années 1990. La sécurité des patients a été améliorée par la qualité du contrôle des pressions des nouveaux insufflateurs et par la meilleure connaissance de la physiologie du pneumopéritoine. L'évolution la plus impressionnante est liée à la conjonction des systèmes optiques et électroniques qui permet d'obtenir une vision d'une qualité sans cesse améliorée du champ opératoire, et ce particulièrement lorsque les conditions opératoires sont difficiles ou lors de la survenue de complications. Cette qualité a certainement joué autant que l'expérience des chirurgiens dans la régression du taux de complications spécifiques à la méthode. Ceci a comme corollaire la nécessité de renouveler et de moderniser en permanence le parc technique afin de pallier son usure et d'offrir au patient une sécurité optimale grâce à l'utilisation de matériel moderne et performant. Les personnes impliquées dans les choix techniques et financiers n'ont pas toujours pris conscience de l'importance de l'enjeu, et de nombreuses équipes travaillent aujourd'hui avec du matériel obsolète, mettant en péril des patients pour des interventions potentiellement simples. Cet article a pour objectif de présenter les principes de fonctionnement du matériel de base nécessaire à la réalisation d'une intervention par voie laparoscopique afin de guider les acheteurs dans leurs choix, de faire prendre conscience des limites techniques, et d'expliquer les principaux incidents de fonctionnement qui peuvent découler de leur utilisation.

© 2008 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Laparoscopie ; Instrumentation ; Insufflation ; Image ; Lumière

Plan

■ Introduction	1
■ Insufflateur en laparoscopie	2
Principe de fonctionnement	2
Pression du pneumopéritoine	2
Système de contrôle et d'affichage	2
Système de chauffage du gaz	2
Composition du gaz	3
Effet physiopathologique du pneumopéritoine	3
Réalisation du pneumopéritoine	3
Stérilisation/Filtres	4
Espace opératoire : suspenseurs de paroi	4
■ Systèmes de vision	4
Caméra	5
Source de lumière	6
Câble de lumière	7
Optiques de coeliochirurgie	7
Moniteur	9
■ Instrumentation laparoscopique	9
Description des instruments de base	10
Ergonomie de l'instrumentation	13
Entretien de l'instrumentation	13
Système de blocage des poignées	13
Raccord électrique	13
Pincettes de coagulation bipolaire	14

Système d'irrigation/aspiration	14
Principales complications liées à l'instrumentation	14
■ Conclusion	15

■ Introduction

Le principe fondamental, et l'un des plus grands attraits de la pratique chirurgicale, a toujours été l'exécution de gestes techniques par le chirurgien avec ses mains.

Le développement de la chirurgie mini-invasive à partir de la fin des années 1980 a profondément modifié l'acte opératoire dans le sens où le chirurgien n'agit avec ses mains qu'à travers des instruments lui imposant une distanciation par rapport au malade, lequel est uniquement observé à l'aide d'une caméra. Ceci signifie que la chirurgie mini-invasive est devenue technologique. À cet égard, et au même titre que d'autres technologies, le chirurgien se doit de connaître son matériel afin de pouvoir le choisir de manière adaptée à sa pratique, d'être au courant de ses avantages et défauts, les pannes pouvant mettre en danger son patient ou rendre inopérante sa pratique chirurgicale. Au même titre que le pilote d'avion, le chirurgien doit s'imposer une *check-list* de son matériel et de son instrumentation avant la réalisation de tout geste afin de prévenir toute complication inhérente à un défaut de ceux-ci. Dans cette optique, il est impératif de connaître les principes de fonctionnement de ces différents instruments, les spécificités d'usage particulières et leurs

indications et contre-indications. Il convient de ce fait de différencier, dans la mise en œuvre du matériel chirurgical, celui servant à la création de l'espace opératoire et à la réalisation de la laparoscopie proprement dite (insufflateur, lumière, caméra, câbles et optique) du matériel opératoire au sens strict du terme (instruments, systèmes de dissection parenchymateuse et dissection et section tissulaire, bistouri électrique, bistouri à ultrasons, etc.).

Dans ce chapitre, nous abordons successivement les différents appareils, en précisant l'évolution technologique et les particularités d'usage nécessaires à la réalisation d'une intervention par voie laparoscopique.

■ Insufflateur en laparoscopie

La réalisation d'une intervention chirurgicale par chirurgie mini-invasive implique la création artificielle d'un espace de vision et de manœuvre qui permet d'introduire les instruments et les systèmes de vision au niveau du champ opératoire. Cet espace est habituellement réalisé par l'injection dans l'abdomen ou dans les espaces rétropéritonéaux d'un gaz qui distend la paroi abdominale. Le gaz utilisé est aujourd'hui dans la grande majorité des cas le CO₂. Il a été proposé pour cet usage dès 1924 en raison de sa rapide diffusion et de sa solubilité. Cette dernière limite le risque d'embolie gazeuse tout en permettant son élimination par la ventilation. L'utilisation d'hélium (HE) n'a pas les inconvénients métaboliques du CO₂ et a été proposée lors de la prise en charge des phéochromocytomes [1]. Toutefois, son usage reste limité en raison du peu de compatibilité des insufflateurs existants qui fonctionnent à l'aide du CO₂.

Principe de fonctionnement

L'insufflateur est un système à circuit fermé et à pression contrôlée. Le CO₂ est classiquement fourni par une bouteille sous une pression de 50 à 200 bars. Ces contenants présentent l'inconvénient d'offrir un volume de gaz limité impliquant un risque de manque de gaz au cours d'une intervention chirurgicale. Dans les blocs opératoires les plus récents, l'installation des fluides de salles d'opération comporte une arrivée de CO₂ centralisée à basse pression (3,5 à 5 bars). Ceci présente l'avantage d'un accès illimité au CO₂ sans risque de perte brutale de pression consécutive à la vidange d'une petite bouteille par fuite de gaz ou aspiration prolongée.

Avant son passage dans le circuit fermé d'insufflation, le gaz est décomprimé et introduit dans le circuit opératoire à une pression comprise entre 50 et 80 mm de mercure (mmHg).

Le débit d'insufflation peut être réglé sur la plupart des insufflateurs. Ceci permet une insufflation lente en début d'intervention et plus rapide en fin d'insufflation afin d'éviter un choc vagal dû à une distension trop rapide de l'abdomen du patient. Toutefois, une bonne coordination entre l'anesthésie et la chirurgie permet d'éviter cette complication et une insufflation rapide est possible dans la plupart des cas.

Certains insufflateurs comportent un totalisateur de gaz utilisé. S'il a pu apparaître intéressant de mesurer le volume de gaz total utilisé pour la réalisation d'une intervention au début de l'expérience laparoscopique, il est devenu évident au fil des années que cette mesure n'avait aucune importance. De nombreuses équipes travaillent avec une fuite permanente de gaz de façon à s'affranchir des fumées inhérentes aux interventions de dissection et de coagulation entraînant de ce fait une consommation importante de CO₂. Ce gaz étant bon marché et peu toxique, ces fuites de gaz n'ont aucune conséquence et la mesure du volume total de gaz utilisé n'est aujourd'hui pas recommandée.

Pression du pneumopéritoine

En chirurgie adulte, et depuis une dizaine d'années, la plupart des chirurgiens ont adopté une pression de travail égale à 12 mmHg. Au cours des précédentes décennies, des pressions de 20, 30 ou même de 35 mmHg étaient utilisées, en particulier en

gynécologie. Ces pressions élevées ont vraisemblablement été à l'origine de plusieurs embolies gazeuses publiées dans la littérature [2]. Une pression de 12 mmHg accompagnée d'une bonne relaxation de la paroi abdominale permet d'obtenir un espace de travail suffisant sans les inconvénients d'une hyperpression (chute du débit cardiaque, emphysème sous-cutané). La plupart des insufflateurs sont actuellement équipés d'un système de sécurité empêchant l'obtention d'une pression supérieure à 15 mmHg ou prévenant les hyperpressions par des alarmes. Ces valeurs doivent être adaptées aux pratiques chirurgicales particulières que sont d'une part la chirurgie pédiatrique pour laquelle des pressions inférieures sont recommandées (6 à 8 mmHg chez l'enfant) et d'autre part certaines dissections des espaces rétropéritonéaux où une pression du pneumopéritoine élevée (25 à 30 mmHg) permet de favoriser l'hémostase des capillaires dans les zones de dissection et diminue de ce fait les hémorragies suintantes. Chez l'obèse, une pression de 15 mmHg est souvent requise. Compte tenu du poids de la paroi, il est parfois nécessaire d'utiliser deux insufflateurs simultanément pour obtenir une bonne distension de l'espace opératoire.

Les avantages accessoires du pneumopéritoine sont de rigidifier la paroi permettant une bonne mobilisation des instruments et d'assurer l'hémostase des veines et tout petits capillaires. Cette hémostase temporaire implique également la réalisation d'une exsufflation en fin d'intervention sous contrôle de la vue afin de s'assurer de l'absence de reprise d'une hémorragie à partir de l'un des capillaires qui ne serait plus contrôlé par la pression pariétale appliquée par l'effet du pneumopéritoine. En effet, il est démontré que les hémorragies postopératoires surviennent au décours d'interventions laparoscopiques sont détectées dans plus de la moitié des cas en salle de réveil ou au décours du geste chirurgical.

Système de contrôle et d'affichage

Les insufflateurs affichent classiquement la pression requise, le volume total de gaz utilisé et le débit de gaz. Tous les insufflateurs sont équipés d'alarmes sonores prévenant le chirurgien lorsque la pression demandée est dépassée, ou lorsque l'insufflation est arrêtée de façon inappropriée par un obstacle sur la ligne d'insufflation. L'hyperpression peut avoir plusieurs origines. La cause la plus classique est celle d'une diminution de la relaxation des muscles de la paroi abdominale par réveil inopiné ou curarisation insuffisante du patient entraînant une hyperpression par contraction musculaire. Accessoirement, une mauvaise position d'un assistant qui appuie sur la cavité abdominale peut être à l'origine d'une élévation de la pression. Parfois, un défaut de fonctionnement de l'insufflateur, un tuyau coudé ou un robinet fermé par inadvertance activent l'alarme de surpression. Une hyperpression abdominale présente deux risques : le premier est celui d'une diminution de l'espace opératoire rendant les gestes de dissection difficiles, et la mobilisation des instruments plus laborieuse avec un risque d'accidents accru, en particulier des plaies digestives ou vasculaires ; le deuxième est celui d'une embolie gazeuse. De ce fait, il est recommandé en cas d'hyperpression d'arrêter immédiatement le cours de l'intervention chirurgicale et de chercher l'origine de l'hyperpression. Il faut remédier au problème avant de poursuivre l'intervention.

Système de chauffage du gaz

La préservation de la température centrale des patients au cours d'une intervention chirurgicale a largement démontré ses bénéfices. Ceux-ci sont évidents, en particulier au niveau de la récupération postopératoire et des moindres douleurs postopératoires.

La laparoscopie ayant l'inconvénient d'entraîner une déperdition importante de chaleur, il a été proposé de chauffer le gaz d'insufflation. De ce fait, plusieurs insufflateurs proposent des températures d'insufflation à 41 °C à la sortie de l'appareil ou à l'extrémité du tuyau d'insufflation. Il a malheureusement été démontré par plusieurs études expérimentales et cliniques [3] que ces techniques étaient inopérantes pour préserver la température centrale du patient, la chute de température

centrale étant liée à la déperdition hydrique. La seule manière de préserver la température centrale du patient est de réaliser une hydratation du gaz insufflé. Il est inutile d'utiliser des systèmes à gaz chauffé [4, 5].

Composition du gaz

La composition du gaz du pneumopéritoine évolue rapidement dans l'espace opératoire en raison de la capacité de diffusion du CO_2 . Celui-ci est progressivement éliminé par la ventilation pulmonaire et remplacé par du N_2O . Après 30 minutes de laparoscopie sans renouvellement du gaz, la composition des gaz intra-abdominaux est équivalente à ceux de la ventilation [6]. Il est impératif de renouveler en permanence la composition du gaz intra-abdominal en assurant une fuite du gaz abdominal qui est remplacé par du CO_2 insufflé. Ceci a un bénéfice accessoire, à savoir permettre l'évacuation des fumées liées à l'utilisation de bistouris électriques dans l'abdomen. L'élimination des fumées permet une vision optimale du champ opératoire. Afin d'assurer un renouvellement efficace du volume total du gaz nécessaire au maintien de la pression intra-abdominale, il est nécessaire de disposer d'insufflateurs à haut débit. Des débits réels supérieurs à 15-18 litres par minute sont requis.

Enfin, des fuites permanentes avec contrôle de la pression intra-abdominale ont également comme avantage de pouvoir utiliser en toute sécurité des systèmes apportant par eux-mêmes un volume de gaz ou de liquide au sein de la cavité opératoire (laser – 3 à 5 l/min ; Argon – 0,5 à 3 l/min ; irrigation – 0,5 à 5 l/min).

La ventilation permanente de la cavité abdominale obtenue par une fuite de gaz au travers d'un robinet de trocart ouvert permet d'éviter les surpressions liées à l'utilisation de ces appareils.

Effet physiopathologique du pneumopéritoine

Le pneumopéritoine a des répercussions sur les systèmes cardiovasculaire, pulmonaire, sur la perfusion des organes et le système immunitaire.

Système cardiovasculaire

Le pneumopéritoine a la propriété de diminuer le retour veineux (précharge) et le débit cardiaque. Il en résulte une augmentation de la fréquence cardiaque, de la pression artérielle moyenne et des résistances vasculaires systémiques (postcharge) et pulmonaires. Ces modifications hémodynamiques découlent de l'augmentation de la pression intra-abdominale et de la stimulation du système neurohormonal vasoactif (vasopressine et système rénine-angiotensine). Ces effets sont habituellement bien tolérés à des pressions inférieures à 15 mmHg mais sont toutefois majorés lors des modifications de position du patient (proclive, déclive). La position proclive augmente la stase veineuse dans les membres inférieurs et majore le risque de thrombose veineuse profonde. Il est recommandé, pour toutes les interventions effectuées chez un patient en position proclive, d'utiliser une contention élastique des membres inférieurs (bas, bandes) ou une contention pneumatique intermittente en plus de la prévention classique par héparine de bas poids moléculaire. Ces recommandations s'appliquent lorsque l'intervention par laparoscopie a une durée supérieure à 1 heure, ou en présence d'un ou plusieurs facteurs de risque [7]. Selon les spécialités, les gestes opératoires et la pathologie traitée (bénigne, maligne), des recommandations spécifiques sont parfois proposées par des sociétés savantes.

Système pulmonaire

Le CO_2 utilisé pour la réalisation du pneumopéritoine est à l'origine d'une hypercapnie et d'une acidose respiratoire par absorption de CO_2 péritonéal dans la circulation systémique. L'hyperpression intra-abdominale secondaire au pneumopéritoine entraîne une augmentation des pressions intrathoraciques et de ce fait une diminution de la compliance thoracopulmonaire et une augmentation de la résistance des voies aériennes



Figure 1. Trocart optique.

(syndrome restrictif). Les veines pulmonaires sont également comprimées par le relâchement du diaphragme refoulé par l'augmentation de la pression intra-abdominale. Ce phénomène diminue le volume pulmonaire courant et la compliance pulmonaire tout en augmentant l'espace mort physiologique, qui a pour conséquence une perturbation de la distribution et de la ventilation-perfusion pulmonaire. Ces effets sont majorés par le positionnement du patient en Trendelenburg. Il peut dans certains cas être intéressant d'ajouter à la ventilation une pression positive en fin d'expiration (PEEP) qui permet une augmentation de la PACO_2 avec une diminution du pH.

Perfusion des organes

L'augmentation de la pression intra-abdominale diminue la circulation des systèmes de perfusion parenchymateuse. La perfusion rénale diminue et altère temporairement la fonction rénale au cours du geste chirurgical. L'hyperpression est également à l'origine d'une diminution de la perfusion hépatopore pouvant entraîner une souffrance hépatique et une augmentation postopératoire des enzymes hépatiques.

Système immunitaire

L'influence du pneumopéritoine sur le système immunitaire et la réponse au stress sont à l'origine de nombreux travaux discordants. Les études expérimentales mesurent des paramètres indirects de la réponse immunitaire (cytokine, produits de dégradation cellulaire) plus que l'activité intrinsèque des cellules immunes. Toutefois, la plupart des études tendent aujourd'hui à démontrer que le système immunitaire pourrait être préservé par la moindre altération pariétale liée au caractère mini-invasif de la laparoscopie. L'effet propre du CO_2 serait beaucoup plus restreint. En tout état de cause, le risque initialement décrit comme pouvant être à l'origine d'une plus grande fréquence de croissance tumorale lors de la chirurgie des cancers [8] n'est plus d'actualité aujourd'hui. La laparoscopie pourrait limiter l'immunosuppression provoquée par le geste chirurgical et le stress périopératoire. Ceci pourrait apporter un bénéfice dans la prise en charge chirurgicale des pathologies cancéreuses [9].

Réalisation du pneumopéritoine

La technique utilisée pour initier un pneumopéritoine est controversée depuis de nombreuses années. Quatre techniques existent actuellement pour franchir la paroi de l'abdomen. Ce sont l'induction du pneumopéritoine à l'aide d'une aiguille de Verres ponctionnée à l'aveugle, l'utilisation d'un trocart optique (Fig. 1), la ponction directe à l'aide d'un trocart et enfin la technique d'insertion sous contrôle direct de la vue (*open approach*). L'utilisation d'une aiguille de Verres a longtemps été considérée comme un standard. Celle-ci peut être introduite, selon les écoles, dans l'ombilic ou dans l'hypocondre gauche. De nombreuses manœuvres « de sécurité » ont été décrites, toutes plus illusoire les unes que les autres puisque effectuées après la ponction, donc après l'acte potentiellement délétère.

Citons par exemple la rotation de l'aiguille inclinée, le remplissage par du sérum qui doit s'écouler spontanément ou le remplissage complété de réaspiration d'air à l'aide d'une seringue. Cette approche est grevée d'un taux de complications et en particulier de plaies vasculaires et viscérales non négligeables. Ce taux est évalué entre 1 et 5 % interventions [10, 11]. Les trocarts optiques sont des accessoires chers et d'utilisation assez confidentielle. Ils n'apportent pas une sécurité suffisante pour justifier leur usage systématique. La ponction directe, pratiquée par quelques experts [12], nous semble peu raisonnable en raison de la gravité potentielle d'une lésion provoquée par un mandrin acéré. L'approche par contrôle direct de la vue est la technique raisonnablement la plus séduisante. Le principal avantage de l'approche ouverte sous contrôle direct de la vue est l'absence de ponction à l'aveugle avec un repérage idéal de la zone d'introduction du trocart dans l'abdomen. Durant de nombreuses années, cette approche a été recommandée pour les patients ayant des antécédents chirurgicaux, les femmes enceintes, les enfants et les patients très maigres. En effet, et dans ce cas, l'espace entre la paroi de l'abdomen, les organes abdominaux ou le rachis est limité [13]. Il semble évident que l'approche ouverte peut être un peu plus longue et difficile à réaliser chez les patients obèses. Celle-ci n'est pas exempte de complications [14, 15]. Toutefois, et par rapport à l'ensemble des autres techniques, elle reste la plus sûre. Les différentes publications et méta-analyses évaluant les différents abords ont montré que le taux de complications lié à la création du pneumopéritoine par voie ouverte était de 10 à 100 fois inférieur à celui des autres voies [10, 11]. De ce fait, l'approche par voie ouverte est actuellement la voie de référence [16, 17]. La complication la plus grave liée au pneumopéritoine, même si elle reste aujourd'hui rare, est l'embolie gazeuse. Sa fréquence est inférieure à 0,6 %, mais son risque de mortalité associé est élevé. Une embolie gazeuse peut être due à la ponction directe d'un vaisseau par une aiguille de Verres ou par le premier trocart avec insufflation intravasculaire directe de CO₂. Il s'agit du cas le plus caricatural, spectaculaire et dramatique. Toutefois, une plaie parenchymateuse hépatique ou splénique ou une hyperpression, en particulier dans les espaces rétropéritonéaux, peuvent entraîner une réabsorption très rapide du CO₂ et être à l'origine d'embolies gazeuses. Celles-ci sont parfois plus progressives et moins spectaculaires. Une surveillance anesthésique rapprochée reste impérative au cours de tout geste laparoscopique de façon à pouvoir traiter de manière précoce et rapide une telle complication. Le moyen de surveillance le plus sensible mais actuellement peu diffusé est celui de la réalisation d'une surveillance par échodoppler transœsophagien des veines pulmonaires. Il n'est pas utilisé en routine. Habituellement, la chute du CO₂ expiré dû à la diminution du débit cardiaque et à l'augmentation de l'espace mort, permet de suspecter une embolie gazeuse. Si l'embolie est importante, l'électrocardiogramme (ECG) est également modifié.

Le traitement de l'embolie gazeuse consiste en l'arrêt immédiat de l'insufflation et de l'évacuation du pneumopéritoine. Le patient est positionné en Trendelenburg et en décubitus latéral gauche afin d'éviter au maximum le passage de gaz du ventricule droit dans la circulation pulmonaire. Une ventilation à 100 % d'oxygène est mise en œuvre pour corriger l'hypoxémie. Le malade est hyperventilé afin de lutter contre l'augmentation de l'espace mort et pour augmenter l'évacuation pulmonaire du CO₂. En cas d'inefficacité de ces méthodes, un cathéter veineux central peut être introduit dans l'artère pulmonaire pour aspirer le gaz qui l'obstrue. Fort heureusement et dans la majorité des cas, l'importante solubilité du CO₂ permet d'obtenir une réversion rapide des symptômes de l'embolie gazeuse.

La diffusion du CO₂ dans des espaces libres peut être à l'origine d'un pneumothorax, d'un pneumomédiastin ou d'un pneumopéricarde. Les conséquences de ces diffusions de CO₂ sont habituellement modérées et peuvent être évitées par l'arrêt de l'insufflation au CO₂ et par une ventilation prolongée de 15 à 30 minutes du patient. En cas de répercussions ventilatoires, une ponction évacuatrice peut s'avérer nécessaire, mais elle reste exceptionnelle.



Figure 2. Suspenseur de paroi.

Sterilisation/Filtres

Il est important de noter que la plupart des appareils de chirurgie laparoscopique tels que l'insufflateur ne peuvent pas être stérilisés et il est donc impératif de protéger tant le matériel utilisé que le patient de toute contamination. L'utilisation de filtres bactériens à la sortie de l'appareil, identiques à ceux utilisés en anesthésie, est recommandée. Ceci permet d'éviter une éventuelle contamination du patient par un appareil contaminé et évite également de contaminer l'appareil au cas où une surpression intra-abdominale provoquerait un reflux de CO₂ de la cavité abdominale vers l'insufflateur.

De la même façon, le tuyau d'insufflation est idéalement à usage unique. Dans le cas contraire, celui-ci doit être traité selon les procédés habituels (désinfection, lavage puis stérilisation dans un autoclave à vapeur d'eau, 18 minutes à 134 degrés).

Espace opératoire : suspenseurs de paroi

Les complications potentielles et les répercussions physiologiques liées à l'utilisation du pneumopéritoine pour obtenir un espace opératoire ont été à l'origine du développement de moyens mécaniques pour créer un espace opératoire. Il s'agit de suspenseurs de paroi. De nombreux systèmes sont actuellement commercialisés avec la mise en place au travers d'un ou de deux orifices intra-abdominaux de systèmes de suspension sous-cutanés, sous-aponévrotiques ou sous-péritonéaux. L'espace opératoire obtenu par ces rétracteurs mécaniques est de mauvaise qualité. Ils réalisent un effet « tente » et s'ils permettent une exposition satisfaisante des organes devant être opérés, ils ne créent pas un espace opératoire comparable à celui obtenu à l'aide d'un pneumopéritoine classique. Ces systèmes tombent de plus en plus en désuétude et ne sont pas recommandés pour un usage quotidien (Fig. 2).

■ Systèmes de vision

La réalisation d'interventions complexes sous contrôle endoscopique a connu un essor considérable depuis l'avènement des caméras miniatures. Le recueil des images chirurgicales est actuellement effectué de façon conventionnelle grâce à des capteurs CCD (*charge-coupled device*). Ces capteurs ont la propriété de transformer la lumière (photon) en données électriques (électron) (Fig. 3). Ce signal électrique peut être traité puis transmis à l'écran de rendu de vision. L'évolution de ces technologies est très rapide et suit celle de l'informatique avec une augmentation de la qualité du matériel accompagnée d'une diminution significative de son coût pour une technologie comparable. Outre la caméra, le système de vision implique une source de lumière de qualité, des optiques et un moniteur de rendu d'image.

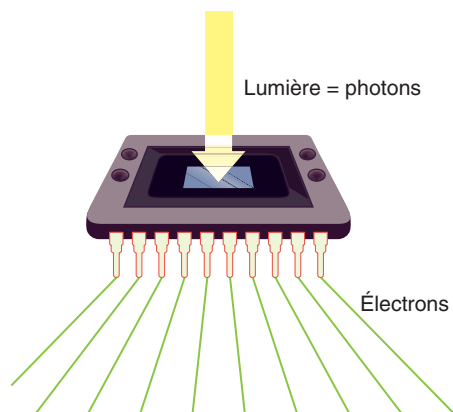


Figure 3. Fonction du capteur CCD : transformation de la lumière en électricité (d'après WebSurg).

“ Points essentiels

Le pneumopéritoine au CO₂ induit après introduction d'un premier trocart sous contrôle de la vue est la méthode la plus habituelle de création d'un espace opératoire. Le CO₂ a des avantages tels qu'il n'est aujourd'hui pas contre-balançé par d'autres gaz.

Les principales innovations sont liées aux meilleures connaissances de la physiologie du pneumopéritoine ainsi que de ses conséquences.

L'utilisation de pression contrôlée (12 mm de mercure au maximum) et une bonne relaxation de la paroi offrent des conditions chirurgicales optimales.

Caméra

Le cœur de la caméra est basé sur le capteur CCD ou en français DTC (dispositif à transfert de charge). Il s'agit d'un circuit intégré recouvert de quartz transparent et constitué d'éléments photosensibles (photocytés) qui transforment les photons en électrons. Ceux-ci sont ensuite transportés après codage. Une caméra de bonne qualité doit, outre le fait de permettre la transmission d'une image de qualité, avoir un poids et une taille restreints, de façon à simplifier sa manipulation. Au début de l'ère laparoscopique, les systèmes proposés impliquaient de choisir entre une caméra mono-CCD (comportant un seul CCD pour la reproduction de l'image), légère et ergonomique et une caméra tri-CCD (comportant trois capteurs) d'un poids et d'un encombrement plus important. Actuellement, ces arguments, grâce à la miniaturisation des systèmes optiques, n'entrent plus en ligne de compte et la différence sur le plan ergonomique entre une caméra mono-CCD et tri-CCD est mineure. D'un point de vue général, l'objectif d'une caméra est de reproduire un nombre de pixels le plus important possible afin d'avoir une image de bonne qualité avec une grande finesse des détails. Toutefois, l'évolution rapide de la qualité des capteurs fait que leur capacité est aujourd'hui supérieure à celle du rendu de l'image par les écrans. En outre, la technologie évolue vers le « tout numérique » (*full HD = high definition* - haute définition) et on assiste à une nouvelle révolution dans le domaine de la qualité des caméras chirurgicales. De façon simplifiée, les capteurs CCD voient leurs capacités d'analyse de la lumière augmentées de manière régulière et leur taille diminuée. La taille des capteurs est mesurée en pouce. Initialement, les capteurs étaient de deux tiers de pouce (8,8 × 6,6 mm), puis de un demi-pouce et plus récemment d'un tiers de pouce (4,8 × 3,6 mm), voire d'un quart de pouce (3,2 × 2,4 mm). La taille habituelle des capteurs CCD donnait une image d'un format 4/3 correspondant à celle des moniteurs vidéo. Les nouveaux capteurs HD sont actuellement

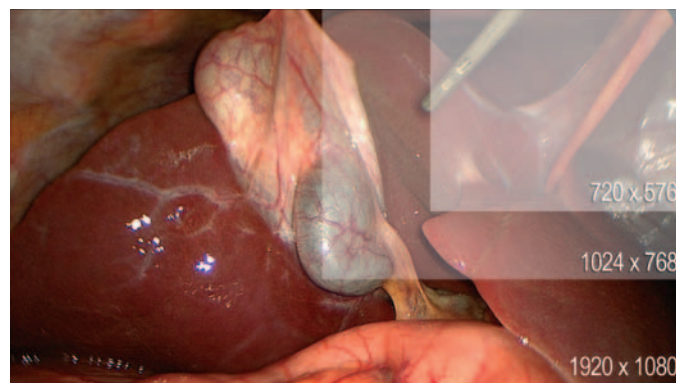


Figure 4. Évolution qualitative de l'image numérique : 1920 x 1080 correspond à la haute définition (HD).

au format 16/9^e, correspondant à celui du cinéma. Les CCD les plus performants offrent une résolution de plusieurs millions de pixels. Aujourd'hui, toutes les nouvelles caméras sont tri-CCD, c'est-à-dire qu'elles possèdent un prisme séparateur et trois capteurs CCD, chacun étant dédié à une des trois couleurs primaires. Les caméras les plus récentes transmettent un signal numérique au format 16/9^e augmentant de façon significative la qualité du signal vidéo (Fig. 4).

L'évolution de la technologie appliquée aux caméras chirurgicales permet d'obtenir une image d'excellente qualité même et surtout lorsque les conditions opératoires sont difficiles. La couleur la plus difficile à rendre dans son intégralité est la gamme des rouges qui se situe à la limite du spectre visuel. Seule une caméra d'excellente qualité assure la sécurité du patient dans une intervention difficile et notamment en cas d'hémorragie en permettant de distinguer les différents éléments anatomiques. Ainsi, l'utilisation d'une caméra de technologie optimale est considérée comme un impératif de sécurité autant qu'un instrument de confort pour l'opérateur.

L'image chirurgicale générée par la caméra est, à la sortie du boîtier, un signal électrique codé. De nos jours, la plupart des caméras émettent un signal numérique vidéo converti en analogique-numérique. Les systèmes de traitement des couleurs dépendent des normes spécifiques à chaque région du monde (système PAL – fréquence de renouvellement du signal à chaque 50^e de seconde ; système NTSC – fréquence tous les 60^e de seconde). Les systèmes de codage des couleurs (PAL, SECAM, NTSC) deviendront obsolètes avec l'avènement du tout numérique (HD) qui propose un signal unique et commun à l'ensemble de la chaîne de l'image, quelle que soit la région du monde. Seule l'alimentation électrique (50 ou 60 Hz, 110 ou 220 V) est un paramètre variable des caméras.

Connectique

Toutes les caméras existantes sur le marché chirurgical proposent des connexions de différents types. En fonction du type de connexion, le signal transporté est de plus ou moins bonne qualité. Les connexions de base (BNC) codent uniquement les luminance (intensité lumineuse) et chrominance (couleur) du signal lesquelles sont mélangées en un signal unique. Les autres types de connexion sont la connexion composante YC, ou la connexion RGB (*red, green, blue*) ou RVB (rouge, vert, bleu en France) qui sont de meilleure qualité (tous les paramètres de l'image [couleurs et luminosité] sont partiellement ou totalement séparés). Sur les nouvelles caméras numériques, les sorties ne sont plus analogiques mais totalement numériques. Dénommées DVI (digital video interface), elles permettent de transmettre le signal numérique directement sans le convertir en analogique. Afin de respecter la logique de ce signal, et pour bénéficier de sa qualité, il est impératif que l'ensemble de la chaîne de transmission d'images, y compris le moniteur, soient numériques (Fig. 5).



Figure 5. Diverses connexions et raccord de caméras, moniteurs ou enregistreurs.

A. Tableau de connectique d'un enregistreur DV Cam.

B. Connexions numériques (DVI) et analogiques (RGB ; s-vidéo – BNC).

Traitement de l'image

Sur le boîtier électronique des caméras modernes, certains commutateurs sont disponibles. Le chirurgien doit impérativement les connaître afin d'assurer une qualité de l'image optimale au cours de ces interventions chirurgicales.

Commutateur « white balance »

Ce commutateur permet, avant de débiter l'intervention chirurgicale, de réaliser une balance des blancs afin d'accorder le blanc correct idéal de la caméra à la température de couleur émise par la lumière chirurgicale (cf. infra). En effet, la température de couleur émise par la source de lumière chirurgicale évolue en fonction du temps et de l'âge de cette source.

Commutateur de gain

Le commutateur de gain a pour objectif d'amplifier artificiellement le signal vidéo en augmentant sa puissance. L'augmentation du gain peut avoir un certain intérêt si l'image est sous-exposée (en particulier lorsque la lumière est d'intensité insuffisante). Toutefois, l'utilisation du gain a comme corollaire une augmentation du bruit de fond dans l'image, le rendant visible surtout dans les zones sombres. Cela se traduit, sur le plan chirurgical, par un « grain » altérant la qualité globale de l'image.

Commutateur « shutter »

Le commutateur « shutter » a pour objectif d'obturer électriquement le temps de contact des photons sur la surface photoélectrique du CCD. Cela permet de réduire la luminosité globale de l'image lorsque la lumière est trop forte et l'image surexposée.

Commutateur « autofocus »

La possibilité de réaliser un réglage automatique de la netteté en fonction de la distance entre la caméra et la partie centrale de l'image peut être obtenue de façon automatique. Si cela peut présenter un intérêt dans certains cas, l'autofocus est en pratique plus gênant qu'utile car la netteté de l'image se dérègle chaque fois qu'un instrument passe dans une partie plus proche du champ de vision.

Commutation « enhancement »

Cette commutation a pour objectif de modifier la netteté de l'image en rehaussant de façon numérique les contours des objets constituant l'image. Cette fonction permet d'améliorer les contrastes dans des images peu contrastées mais présente l'inconvénient de rendre les contours des organes très « abrupts ».

L'objectif de cette fonction est surtout de compenser une qualité de l'image insuffisante par une augmentation artificielle des contours. Ceci est particulièrement net lors de l'utilisation des systèmes mono-CCD par rapport aux systèmes tri-CCD.

Les systèmes optiques des caméras permettent au chirurgien d'avoir un accès visuel sur son champ opératoire de la meilleure qualité possible. L'évolution de ces technologies implique qu'une caméra devrait être changée tous les 3 à 5 ans.

Comme en photographie, le matériel, au-delà de cette période, devient réellement obsolète par rapport à la mise sur le marché de matériels plus modernes. En outre, la qualité de l'image produite par la caméra s'altère par l'usure naturelle de ses composants. Si cette dégradation est peu remarquée par le chirurgien lors de l'usage quotidien de ces systèmes, l'altération de la qualité est particulièrement nette lorsque l'on compare un produit ancien à un produit récent ou que l'on se trouve dans des conditions opératoires difficiles. Le renouvellement des caméras constitue de ce fait un facteur de sécurité pour les patients.

Stériorité et manient des caméras

Les caméras doivent être utilisées de façon stérile au niveau du champ opératoire. Si la plupart des caméras acceptent une stérilisation par trempage dans du glutaraldéhyde à 2,5 % ou de l'acide peracétique, ces modes de stérilisation altèrent progressivement l'aspect des caméras. En outre, le trempage ne constitue pas réellement un système de stérilisation mais doit être considéré comme un système de décontamination ou de désinfection de haut niveau ne permettant pas une vraie stérilité du champ opératoire. Il est de ce fait recommandé d'utiliser les caméras après introduction dans une housse (gaine isolante en plastique) évitant le contact entre une caméra non stérile et le champ opératoire stérile.

“ Points essentiels

L'évolution des caméras chirurgicales se fait des systèmes analogiques vers les systèmes à traitement totalement numérique (*full HD*). Ceci permet une amélioration de la qualité du rendu de l'image, de l'effet de relief et produit des images de qualité proches de la réalité. Cette qualité d'image présente trois avantages essentiels : une simplification du geste chirurgical en donnant une meilleure perception de la profondeur, une amélioration de la précision et de sécurité des gestes et enfin, des images de grande qualité, de grande taille et lumineuses qui diminuent de façon significative la fatigue visuelle liée au fait de travailler face à un écran vidéo.

Source de lumière

Le champ opératoire n'étant pas éclairé de façon naturelle, l'utilisation de caméras implique le recours à des sources de lumière chirurgicale. Les technologies proposées par la plupart des fabricants sont actuellement comparables. Ils proposent une source lumineuse réalisée par la création d'un arc électrique au sein d'une atmosphère d'halogénure métallique (*hydragryum medium arc-length iodide* - ou HMI) ou au sein d'une atmosphère de xénon (le plus courant). Cet arc électrique, à la façon d'un flash photographique sans filament, émet une lumière proche de la lumière blanche naturelle du soleil. Les sources de lumière à halogénure métallique émettent une lumière à une température de couleur de 5600 Kelvin (K) et des sources xénon à une température de couleur de 6000 K. Cette température de couleur est considérée comme une couleur « froide » par sa position sur le spectre lumineux (Fig. 6). Ceci explique l'appellation de

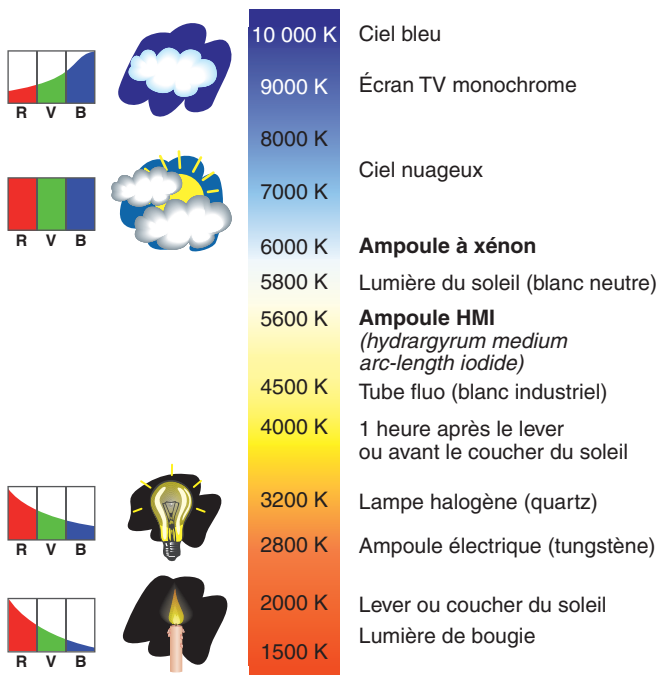


Figure 6. Spectre des lumières laparoscopiques dans le spectre global (d'après WebSurg).

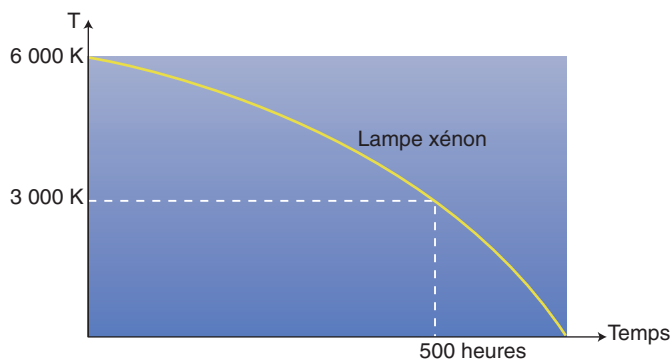


Figure 7. Durée de vie d'une lampe et altération en fonction du temps : la température de couleur est insuffisante après 500 heures de fonctionnement pour une ampoule de type xénon. T : température.

« lumière froide » pour la lumière chirurgicale. La température de fonctionnement de ces sources de lumière est de plusieurs centaines de degrés Celsius. La puissance émise requise pour une lumière chirurgicale de bonne qualité est de 300 W. Ces puissances sont indispensables au fonctionnement de caméras chirurgicales de bonne qualité, tri-CCD. Les lumières de 100 ou 150 W disponibles sur le marché n'émettent pas une lumière d'intensité suffisante lorsque les conditions opératoires sont difficiles : hémorragie, obésité. La durée de vie de ces systèmes de création de lumière est limitée dans le temps. Au fur et à mesure de leur vieillissement, la température de la couleur émise diminue pour se rapprocher progressivement de la température de source de lumière de moins bonne qualité. La température de couleur émise n'est alors plus blanche (5800 K), mais se rapproche du spectre des rouges (3000 K). C'est pour cette raison qu'il est impératif de refaire la « balance des blancs » au début de chaque intervention chirurgicale afin que la caméra chirurgicale puisse reconnaître la température de couleur émise par la source et adapter sa gamme chromatique. Ceci explique également la nécessité absolue de remplacer les ampoules à halogénure métallique après 250 heures et les ampoules xénon après 500 heures. Au-delà de cette période de fonctionnement, la température de la couleur émise est inférieure à 3000 K et n'est plus à même d'assurer la sécurité d'un geste chirurgical (Fig. 7).

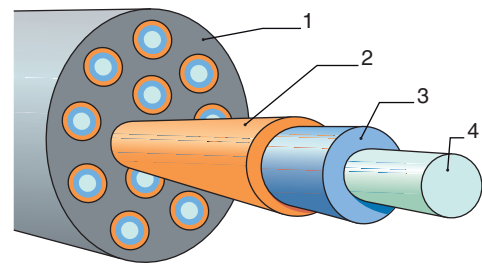


Figure 8. Fibres optiques. 1. Câble ; 2. revêtement de protection ; 3. gaine optique (oxyde de silicium [SiO₂] ; indice de réfraction différent et moins pur que le cœur) ; 4. cœur (SiO₂ le plus pur possible) (d'après WebSurg).

Câble de lumière

La transmission de la lumière émise par la source de lumière vers l'optique chirurgicale utilise un câble de lumière. Celui-ci est constitué par un faisceau de fibres optiques rassemblées au sein d'une gaine et lissées à leurs extrémités. Trois systèmes de raccordement existent actuellement permettant de raccorder toutes les optiques de câbles aux systèmes optiques existants. Les câbles de transport de lumière à fibre optique sont des systèmes fragiles. Chaque choc ou chaque courbure excessive imprimée sur un câble entraîne la rupture de quelques fibres composant le câble. Une rupture trop importante de ces fibres va être à l'origine d'une diminution significative de la quantité de lumière transmise vers l'optique. La perte de qualité des câbles de lumière froide est la première cause de dégradation de l'image chirurgicale. Pour cette raison, il est recommandé de renouveler les câbles avec la même fréquence que les ampoules de lumière froide (Fig. 8).

Outre la rupture des fibres diminuant la quantité de lumière transportée entre la source de lumière et l'optique, d'autres causes peuvent altérer la qualité des câbles. Une des complications les plus classiques est celle de l'écrasement par un chariot roulant par inadvertance sur un câble entraînant la rupture quasi instantanée de la plupart des fibres. Une autre complication qui affecte les câbles de lumière est une brûlure des fibres à l'extrémité du câble en raison de connexions avec un contact insuffisant entre la source de lumière et le câble ou le câble et l'optique. Il s'ensuit un échauffement important de l'air au niveau de cette interface pouvant entraîner une brûlure de l'extrémité des fibres. Celles-ci ne transmettent plus la lumière. Afin de préserver les câbles de lumière, il est important d'éviter de les enrouler de façon trop serrée. Un rayon de courbure inférieur à 15 cm va entraîner une rupture significative de fibres optiques, ce qui peut être le cas lorsque ces câbles sont rangés dans des boîtes de stérilisation d'une taille trop petite.

Optiques de cœliochirurgie

Comme en photographie, l'optique joue un rôle fondamental dans la qualité de l'image chirurgicale. Les endoscopes chirurgicaux sont des appareils de très haute technologie optique et représentent l'un des composants les plus onéreux de la colonne chirurgicale tant en raison de leur prix d'achat que de leur renouvellement fréquent. On observe une altération de la vision liée à des chocs mécaniques, thermiques et par une stérilisation répétée. Ces différents phénomènes altèrent la qualité ou la position des lentilles optiques. La fonction de l'optique chirurgicale est de permettre aux capteurs CCD de visualiser le champ opératoire de façon optimale. Pour ce faire, l'optique de chirurgie laparoscopique est un tube rigide contenant un système optique constitué de lentilles fonctionnant selon le principe de IRILS (*inverting real image length system*). Il s'agit de lentilles placées successivement l'une après l'autre, inversant l'image à chaque fois, séparées par des chambres permettant la réfraction de la lumière et l'augmentation de la luminosité globale de l'optique. La dernière lentille recevant l'image magnifie l'image avant de la transmettre. La lentille distale représente un objectif à part entière qui permet de capter une image située entre quelques millimètres et l'infini en avant

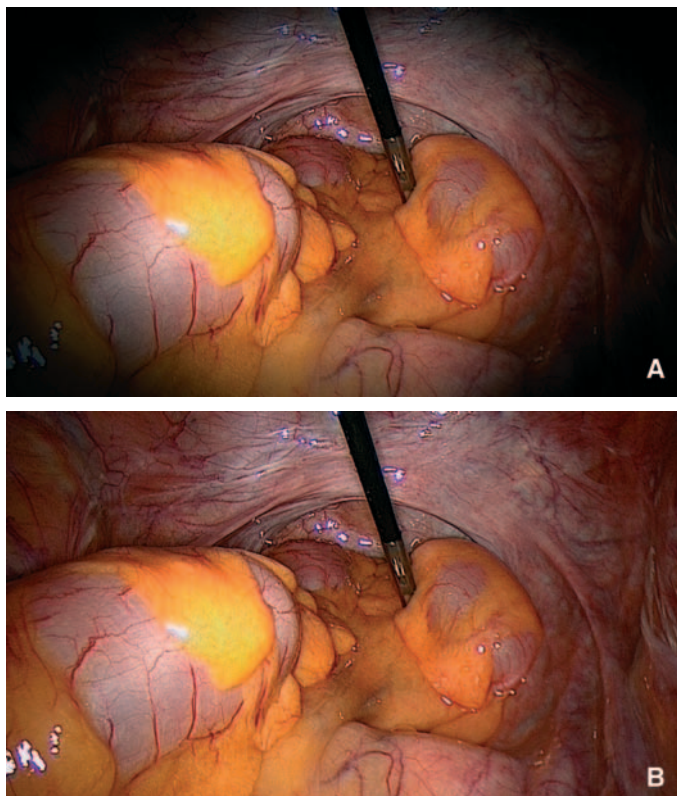


Figure 9. Vignettage.

A. Avec vignettage.

B. Sans vignettage.

d'elle et de la transmettre vers l'arrière. Sa focale est le plus souvent fixe et détermine le grossissement de l'objet ainsi que les angles de vision de l'endoscope (axe et champ). La qualité optique des endoscopes se définit par les mêmes critères que la qualité optique en photographie, et il n'est pas possible de s'affranchir de certaines contraintes techniques coûteuses pour produire des optiques de qualité.

Les trois principaux critères de qualité d'une optique chirurgicale sont la luminosité de l'image, la profondeur de champ et le vignettage. La luminosité de l'image dépend de la qualité de transmission de la lumière au travers de l'optique. Une optique de plus grande taille et de meilleure qualité a une meilleure luminosité qu'une optique de plus petite taille ou de qualité moindre des lentilles de composants. La profondeur de champ joue un rôle fondamental. Plus la profondeur de champ (distance totale entre deux points sur laquelle l'image visualisée apparaît nette) est importante, plus le confort chirurgical est important. Ceci permet d'avoir une vision nette du champ opératoire dans sa totalité sans avoir besoin de modifier la position de l'optique.

Enfin le vignettage constitue un des éléments de jugement de qualité de l'optique. Il consiste en une moindre luminosité en périphérie de l'image par rapport à sa partie centrale. Ceci peut être dû à des lentilles de mauvaise qualité ou à une modification de l'axe idéal de la lentille en raison d'un échauffement important de la colle fixant les lentilles dans l'optique lors de la stérilisation ou après un choc. Il s'ensuit une perte de la qualité optique parfois attribuée par certains à une mauvaise qualité du câble ou de la source de lumière. En fait, il s'agit le plus souvent du premier critère de vieillissement d'une optique nécessitant son changement (Fig. 9).

Les optiques à lentilles disponibles sur le marché ont des diamètres allant de 3 à 12 mm. Plus le diamètre est important, meilleurs sont le rendu d'image et la luminosité de l'image. L'utilisation habituelle d'optiques de 10 mm est recommandée. En dessous d'un diamètre de 3 mm, il ne s'agit plus d'optiques utilisant des lentilles mais d'optiques à transmission directe de l'image par fibres de verre. La qualité optique est dans ce cas bien inférieure. Les optiques de 2 mm (également appelés

« needlescopes ») sont essentiellement utilisées pour réaliser des laparoscopies diagnostiques [18] ou comme optiques de complément pour la réalisation d'interventions de microlaparoscopie [19, 20]. Les axes de vue varient également de 0 à 60 degrés. En pratique chirurgicale habituelle, les optiques les plus souvent utilisées sont de vision directe (0°) ou d'une angulation de 25 à 30°. Au-delà de cette angulation, le repérage dans l'espace, le contrôle de la caméra par les assistants et la gestuelle deviennent plus ardues et compliquent la réalisation de gestes chirurgicaux évolués.

Enfin, le champ de vision est assez constant et se situe habituellement entre 80 et 120°. Nous citons pour mémoire la disponibilité d'optiques stéréoscopiques. Celles-ci permettent une vision stéréoscopique du champ opératoire pour peu que les systèmes de traitement d'images et les systèmes de reproduction d'images soient adaptés. Plusieurs systèmes existent sur le marché, mais le plus connu est celui qui équipe le robot Da Vinci. Il transmet une image stéréoscopique et l'opérateur a la tête placée dans un cadre au sein duquel l'œil droit ne voit que l'image droite et l'œil gauche ne voit que l'image gauche. Ceci permet un rendu stéréoscopique de bonne qualité.

Stérilisation des optiques

La désinfection, même de haut niveau, des optiques par trempage dans du glutaraldéhyde n'est plus acceptable. Elle n'assure pas la stérilité optimale que le patient est en droit d'attendre.

Les optiques vendues actuellement en France sont capables de supporter les normes de stérilisation les plus strictes (18 minutes à 134°, stérilisation contre le prion). Toutefois, il faut savoir que chaque stérilisation altère très légèrement la fonction globale de l'optique et rares sont ceux qui peuvent supporter plus de 500 cycles de stérilisation sans une altération significative de leur qualité optique. Compte tenu de ce vieillissement rapide et de leur coût, les optiques de laparoscopie représentent certainement l'investissement le plus important du chirurgien se livrant régulièrement à ce type de chirurgie.

“ Points essentiels

L'optique chirurgicale reste la partie la plus coûteuse et la plus fragile du système d'acquisition de l'image. Les causes d'altération de la qualité de l'image liées à ces différents appareils sont souvent mal connues. En tout état de cause, devant une image altérée, il est impératif de vérifier l'état global de l'endoscope, de rechercher des signes de choc ayant pu provoquer un déplacement des lentilles responsables d'une distorsion de l'image ou d'une diminution de la luminosité de l'optique, mais également de rechercher une altération de la qualité du câble de lumière froide par rupture des fibres au sein de celui-ci. L'endoscope est également soumis au problème de la buée. Plusieurs artifices peuvent être proposés pour l'éviter. Il est impératif d'utiliser un endoscope à température ambiante (37 °C), une différence de température entre les lentilles en verre et l'air de la cavité abdominale étant immédiatement responsable de buée. La chaleur provoquée par la lumière et la chaleur du champ opératoire peuvent également provoquer une coagulation des protéines contenues dans des liquides physiologiques altérant progressivement la qualité de l'optique. Enfin, la prévention de la buée sur l'optique peut être obtenue en utilisant des agents tension-actifs maintenant disponibles en petits flacons dédiés à cet usage dans le bloc opératoire.

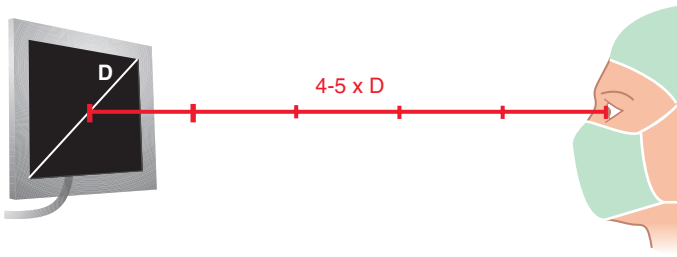


Figure 10. D = Distance œil-écran : distance de vision optimale pour un écran donné (d'après WebSurg).

Moniteur

L'image chirurgicale est actuellement visionnée sur un moniteur vidéo. Comme pour les autres éléments de la chaîne de vision, la technologie des moniteurs a connu une évolution fulgurante ces dernières années. Les tubes cathodiques équipant encore la majorité des blocs opératoires sont obsolètes et ne sont plus fabriqués depuis plusieurs années. Seuls les nouveaux écrans plats LCD (*liquid cristal display* = affichage à cristaux liquides) représentent le standard qu'il est possible d'acquérir. Si les premiers écrans plats LCD ont pu poser des problèmes de rendu d'image, ceci n'est plus le cas actuellement. La principale critique était le temps de réponse entre l'envoi du signal et son affichage à l'écran. Au début de leur production, ce temps de réponse pouvait atteindre 20 à 30 ms pour les moniteurs de qualité médiocre. Cet inconvénient a rapidement été résolu. À ce jour, un moniteur chirurgical de bonne qualité doit avoir un temps de réponse inférieur à 6 ms. Il s'agit du premier critère de choix. Les autres critères comprenant la vue latérale et la luminosité doivent également être vérifiés. Comme pour les autres éléments de la chaîne de reproduction de l'image, l'élément le plus faible détermine la qualité finale de l'ensemble. Là encore, il est important de souligner l'évolution vers la retransmission d'images totalement numériques. Si les écrans LCD les plus répandus n'ont pas de connexion HD (haute définition), cette technologie est en passe de remplacer l'ensemble des systèmes existants. Le seul élément qui reste déterminant dans le choix d'un écran de bonne qualité est celui de sa taille. La taille d'un écran vidéo est habituellement définie par sa diagonale. Les diagonales les plus communes en écran LCD sont identiques à celles qui existaient pour les écrans cathodiques de 36 × 40 cm ou de 51 × 63 cm. Cela correspond à des écrans de 17, 19 ou 21 pouces pour les plus répandus. Si la plupart des écrans sont de format 4/3, les nouveaux écrans HD ont, comme pour les systèmes de télévision particuliers, des formats 16/9°. La notion de diagonale n'est, dans ce cas, plus comparable entre les écrans 4/3 et 16/9°. Une hauteur de 27 cm correspond à une largeur de 36 cm pour un écran de 17 pouces, format 4/3. La même hauteur de 27 cm pour un écran 16/9° correspond à une longueur de 48 cm, soit à une diagonale de 22 pouces. La règle concernant le choix de la taille de l'écran qu'il faut retenir est celle qui existe pour la vision conventionnelle. Il est recommandé d'avoir un écran permettant au chirurgien d'être à une distance correspondant à une distance de 4 à 5 fois la diagonale de l'écran. L'usage optimal d'un laparoscope implique de ce fait l'utilisation d'un moniteur conventionnel de 51 cm, soit un écran vidéo de 20 pouces en 4/3 ou de 26 pouces en 16/9° (Fig. 10).

La technologie plasma n'a pas trouvé sa place dans les blocs opératoires et seule la technologie LCD constituée d'écrans en matrice active (écran TFT – *thin film transistor*) est proposée pour un usage au bloc opératoire. Dans ce cas de figure, l'allumage de chaque pixel est contrôlé par son propre transistor. La résolution de ces écrans se calcule uniquement en surface d'affichage et non plus en termes de lignes. Cette surface d'affichage correspond au nombre de pixels physiquement présents sur la dalle. Les critères de résolution de l'écran définissent sa capacité à transmettre des images HD. La haute définition implique une résolution de 1920 × 1080 pixels. Les écrans *HD ready* se contentent parfois de résolutions inférieures

(XVGA : 1280 × 768). Ils ne permettent pas une utilisation optimale des nouvelles caméras chirurgicales et doivent être évités.

L'autre paramètre qui peut intervenir est la distance séparant les pixels qui est calculée en millimètres. Un moniteur de bonne qualité a une résolution avec un pas de masque inférieur à 0,28 mm.

Ces nouveaux écrans présentent de nombreux avantages, en particulier leur faible poids et encombrement ainsi que l'absence de rayonnement électromagnétique direct. À part les moniteurs les plus récents, la qualité et l'affichage peuvent paraître inférieurs, mais cela n'est plus vrai avec les écrans de dernière génération de haute qualité. Dès 2004, et avant la diffusion de ces écrans, plusieurs études ont objectivement démontré la supériorité des écrans LCD, à la condition qu'ils soient idéalement réglés [21]. Il persiste un seul problème avec ces moniteurs : l'image n'est de bonne qualité que dans un axe de vision restreint. L'image vue de biais par un assistant ou par un membre de l'équipe chirurgicale peut ne pas apparaître clairement. À l'inverse, la diminution du prix de ces écrans permet d'en installer plusieurs dans un bloc opératoire, ce qui permet d'avoir des écrans de rappel visibles de tous. Leur poids et leur encombrement réduits permettent également de les déplacer aisément ou de les fixer aux murs des salles d'opération sans gêne significative.

Le positionnement du moniteur est souvent négligé. Il doit être dans un axe « ergonomique » par rapport à la position de travail du chirurgien. De même, sa hauteur doit correspondre à la hauteur des yeux de l'opérateur. Toute autre position entraîne une fatigue visuelle, responsable d'une intervention certainement moins sûre [22, 23].

“ Points essentiels

Contrairement à une croyance établie dans le monde chirurgical, la durée de vie d'un moniteur conventionnel n'est pas éternelle. L'alignement des faisceaux d'électrons qui balaient l'écran après avoir traversé le masque perforé de répartition se dérègle progressivement et le canon perd de sa puissance. Un moniteur vidéo a perdu sa capacité chirurgicale au-delà de 6 000 heures de fonctionnement qui sont atteintes au bout de 3 à 6 ans pour la plupart des utilisateurs étant donné que le moniteur est souvent allumé bien avant l'intervention tout en étant éteint après celle-ci. Pour cette raison, le changement des écrans doit intervenir de façon régulière et en tout état de cause tous les 5 à 7 ans. En respectant ces principes, tous les écrans cathodiques devraient avoir disparu des salles d'opération en 2010 et être remplacés par des écrans TFT.

Le moniteur, élément final de la chaîne vidéo est souvent un facteur limitant de celle-ci. Il ne faut pas le négliger. Sa qualité et sa résolution doivent être équivalentes à celle de la caméra afin d'offrir un confort d'utilisation optimal au chirurgien en limitant sa fatigue visuelle et nerveuse dans la réalisation d'interventions chirurgicales souvent longues et compliquées.

■ Instrumentation laparoscopique

L'instrumentation laparoscopique est actuellement très variée. Si de nombreux chirurgiens ont cru que les difficultés techniques qu'ils pouvaient rencontrer étaient liées à une instrumentation non adaptée ou insuffisante, l'expérience et les années ont démontré que la plupart des interventions chirurgicales peuvent être effectuées avec une instrumentation relativement limitée. Bien entendu, il existe de nombreux instruments qui sont adaptés aux contraintes et gestes de chaque spécialité. La



Figure 11. Ciseaux : différents aspects et formes des lames.

plupart des opérateurs utilisent aujourd'hui des instruments d'un diamètre de 5 mm, compromis entre la solidité et la résistance mécanique avec des trocars de diamètre suffisamment faible pour éliminer dans la majorité des cas les risques d'événement postopératoires.

Toutefois, les diamètres de l'instrumentation laparoscopique disponible vont de 1,8 à 12 mm, voire 15 mm pour certains clamps, agrafeuses ou sacs d'extraction, et présentent des longueurs utiles de 18 à 45 cm pour des utilisations aussi variées que la chirurgie cervicale ou la chirurgie de l'obésité morbide. Ces instruments sont adaptés à des trocars d'un diamètre interne équivalent.

Enfin, des offres commerciales existent pour des instruments restérilisables mais également pour des instruments en usage unique. La plupart des instruments restérilisables sont plus précis dans leur utilisation, mais les instruments à usage unique peuvent rendre service dans des conditions particulières. Enfin, pour les instruments à usage multiple, plusieurs systèmes d'entretien sont proposés. Certains instruments sont totalement ou partiellement démontables et comprennent des raccords spécifiques permettant l'irrigation-lavage des parties internes ou non accessibles. En fonction de l'intensité de l'usage et de l'expérience du personnel de salle d'opération ainsi que des habitudes des services, il faut dans tous les cas de figure établir un compromis entre l'instrumentation à usage unique et celle qui est stérilisable.

Description des instruments de base

Les instruments de base sont ceux qui doivent être compris dans toute « boîte » de laparoscopie conventionnelle. Ces instruments opératoires de base permettent de réaliser l'acte chirurgical en lui-même.

Ciseaux

Des ciseaux existent dans des diamètres allant de 1,8 à 12 mm. Ils ont des caractéristiques qui les rendent plus ou moins adaptés à certains types de dissection ou à certaines fonctions. On relève l'existence de ciseaux droits, de ciseaux courbes, de ciseaux à lame courte, moyenne ou longue, de ciseaux isolés pour être utilisés en coagulation monopolaire ou non isolés ainsi que des ciseaux articulés (Fig. 11).

Pincés

Les pincés proposées à l'usage laparoscopique sont des pincés à préhension et des pincés à dissection. Comme en chirurgie conventionnelle, il en existe de nombreuses variantes. D'une façon générale, on distingue les extrémités des pincés suivantes :

- les pincés à préhension pointues, plates, courbes ;
- les pincés fenêtrées. Celles-ci ont aujourd'hui la préférence de beaucoup de chirurgiens. Elles sont reconnues comme étant les plus atraumatiques. Elles font actuellement fonction de « pincette » du chirurgien dans la plupart des applications (Fig. 12).

Bien entendu, et comme en chirurgie conventionnelle, outre le choix de la forme des extrémités, le revêtement des mors



Figure 12. Pincés : types de mors.

peut varier en fonction de l'utilisation prévue mais également en fonction de la qualité de fabrication. Les dents sont plus ou moins profondes et acérées. Plus les dents sont profondes, plus elles permettent une prise des tissus efficace, mais elles présentent un risque de plaie des organes en cas de manipulation incontrôlée. Les pincés les plus fines ont un revêtement de leur mors par du tungstène, permettant une préhension douce et peu traumatique.

Selon les modèles et les fabricants, on différencie deux types d'articulation des mors des pincés. Certaines pincés ont un mors fixe et un mors articulé, d'autres ont deux mors articulés. Le choix de l'un ou l'autre dépend de l'opérateur. Toutefois, pour la réalisation de sutures et de nœuds, on privilégie les pincés à mors fixe. Les pincés à deux mors mobiles ont, lors de leur ouverture, un ergot postérieur qui a tendance à pincer le fil gênant sa manipulation.

Crochets

Les crochets coagulateurs sont des instruments relativement simples. Leur extrémité distale varie légèrement (ronde, ovale ou plate, isolément plus ou moins important sur la partie distale). Les crochets sont prévus pour être utilisés en coagulation monopolaire. Dans certains cas, la partie distale est protégée par un col en céramique qui évite une altération rapide du plastique sous l'effet de la chaleur, protège de façon efficace contre la diffusion du courant et permet un meilleur vieillissement du crochet. Si la dissection réalisée à l'aide de ces instruments n'est pas toujours très élégante, elle est particulièrement efficace pour des dissections très fines au contact d'éléments dont la blessure accidentelle serait dramatique (dissection vasculaire, dissection du cholédoque, dissection de l'uretère, etc.). Il est recommandé de les utiliser avec des puissances de coagulation faible, inférieures à 30 W, pour éviter la carbonisation tissulaire et une diffusion thermique, potentiellement délétère (Fig. 13).

Porte-aiguilles

Les porte-aiguilles de chirurgie laparoscopique sont soumis à des contraintes importantes. Du fait de leur longueur, leur qualité de fabrication doit permettre de maintenir une aiguille en parfaite position pour réaliser des gestes de suture fine. Pour cette raison, il n'existe pas de porte-aiguille à usage unique. La



Figure 13. Crochets : formes multiples.

plupart des porte-aiguilles ont des plateaux de mors plats comme les porte-aiguilles de chirurgie ouverte. L'aiguille peut être placée dans toutes les positions comme en chirurgie conventionnelle. Certains porte-aiguilles ont des mors dont l'extrémité est creusée en cupule. Ceci permet une orientation plus aisée de l'aiguille dans les mors, mais celle-ci ne peut être que perpendiculaire à l'axe du porte-aiguille. L'avantage du positionnement de l'aiguille est contre-balançé par les contraintes en termes de position de l'aiguille. Ces porte-aiguilles n'ont pas une grande diffusion.

Ces quatre types d'instruments (ciseaux, pinces, crochets, porte-aiguilles) constituent la base d'un kit de laparoscopie. Aujourd'hui, les boîtes de laparoscopie sont, pour la plupart des équipes pratiquant régulièrement cette technique, présentées dans des conteneurs individuels comme le sont les instruments de chirurgie conventionnelle.

Un kit de base de chirurgie laparoscopique doit également comporter les instruments conventionnels permettant d'accéder au péritoine (bistouris, pincettes, écarteurs, porte-aiguilles et ciseaux à disséquer). L'instrumentation laparoscopique de base comporte des pincettes fenêtrées ou ajourées (2 ou 3), une ou plusieurs pinces plates à préhension ainsi qu'une pince pointue pouvant servir de dissector, un crochet, une paire de ciseaux coagulateurs à lame dans l'axe et une paire de ciseaux coagulateurs à lame courbe, un porte-aiguille.

Concernant les autres éléments de l'instrumentation (trocarts, aspirateurs), le choix entre l'usage unique et l'usage multiple est de plus en plus discuté. En effet, les coûts d'achat, les contraintes d'entretien, de stérilisation et de maintenance des trocarts sont contrebalancés dans les analyses macroéconomiques par l'usage unique.

Trocarts

Le trocart est composé d'une chemise, d'un système d'étanchéité et d'un mandrin. Ces éléments sont éventuellement complétés d'un robinet de raccord pour l'insufflateur de CO₂. La chemise est la partie tubulaire permettant de créer un canal opérateur. Les dimensions de cette chemise permettent de différencier un diamètre externe et un diamètre interne du trocart. La taille utile du chenal interne est variable selon les fabricants. Plus le diamètre du canal interne est proche du diamètre de l'instrument utilisé, moins il y a de risque de fuite de gaz au cours de l'intervention chirurgicale. À l'inverse, un chenal dont le diamètre interne correspond exactement à la taille d'un porte-aiguille ne permet pas de passer un fil en même temps que le porte-aiguille. Ainsi, les chirurgiens choisissent des trocarts adaptés à leur pratique quotidienne. Il faut également savoir que la manipulation fine d'instruments (dissecteurs, porte-aiguille) est plus aisée si le diamètre du trocart correspond à celui de l'instrument utilisé. Un instrument de 3 mm utilisé au travers d'un trocart de 12 mm rend sa manipulation particulièrement difficile en raison de la liberté de mouvement de l'instrument fin au sein d'un canal opérateur trop large. La chirurgie laparoscopique se pratiquant exclusivement avec un point d'appui au milieu des trocarts, il est nécessaire que ce point d'appui soit aussi fixe que possible, contrainte réalisée par un diamètre de trocart adapté à celui de l'instrument.

Le troisième élément constitutif du trocart est le système d'étanchéité. Selon les fabricants et les habitudes des chirurgiens, de nombreux systèmes sont disponibles. Les systèmes les



Figure 14. Valves de trocarts : usage unique et/ou stérilisables.

plus classiques sont de deux types : les systèmes à clapet et les systèmes à valve en caoutchouc.

Les systèmes à clapet sont d'utilisation relativement simple (Fig. 14). De par leur position oblique, ils sont très appréciés comme trocarts accueillant l'optique car ils permettent à l'optique de refouler le clapet sans le souiller. À l'inverse, ils présentent l'inconvénient de ne pouvoir facilement être utilisés pour l'extraction de pièces opératoires, celles-ci se bloquant rapidement dans le clapet. Très résistants, ils sont l'apanage des trocarts restérilisables.

Les systèmes à valve en caoutchouc ont le plus souvent la forme de cupules inversées. L'hyperpression du pneumopéritoine améliore la fermeture de la valve en permettant une étanchéité maximale du trocart. Ils facilitent l'entrée et la sortie des instruments. Ils sont toutefois plus fragiles et sont de ce fait plutôt l'apanage des trocarts à usage unique. Certains trocarts stérilisables sont équipés de valves à usage unique.

Le problème du diamètre des valves se pose lorsque le chirurgien souhaite utiliser successivement des instruments de différents diamètres (5, 10 ou 12 mm) par le même trocart. Les trocarts ont dans ce cas des bagues d'adaptation permettant de garantir l'étanchéité pour chaque diamètre d'instrument. Actuellement, des fabricants proposent des trocarts permettant l'introduction d'instruments de diamètre de 5 à 12 mm avec la même valve d'étanchéité. Ceux-ci procurent un confort non négligeable au chirurgien lors de la réalisation d'interventions prolongées au cours desquelles des instruments de multiples diamètres sont utilisés.

Le domaine des valves d'étanchéité étant en permanente évolution, on observe actuellement l'apparition de nouveaux systèmes permettant le maintien de la pression intra-abdominale sans valve d'étanchéité mécanique. La pression intra-abdominale est maintenue, malgré un trocart ouvert grâce à un système de contrepulsion pneumatique. Ces trocarts sont vraisemblablement appelés à un avenir certain en raison de l'évolution vers la chirurgie mini-invasive de l'absence de trocart limité (*one trocar surgery*) en raison de l'absence de souillure de l'optique lors de son introduction, mais également grâce à la possibilité d'introduction de plusieurs instruments par le même accès (Fig. 15).

Les mandrins sont utilisés pour introduire de façon sûre les trocarts au travers de la paroi. Trois types de mandrins sont disponibles sur le marché. Certains d'entre eux ont des bouts coupants triangulaires ou plats et réalisent une incision lors de l'introduction du trocart (Fig. 16). D'autres ont des bouts permettant un écartement et une dissection tissulaire sans section. Enfin, certains mandrins ont des bouts ronds dont l'objectif est de réaliser une dissection sans aucune lésion tissulaire. Dans la pratique, le choix des mandrins est une question d'école. Pour notre part, nous considérons que les mandrins à pointe triangulaire réalisent un bon compromis entre la section et l'écartement des tissus.

Plus un mandrin présente une extrémité acérée, plus il pénètre facilement au sein de la cavité opératoire. Ceci peut également favoriser des plaies digestives ou vasculaires en raison de la facilité de pénétration de ces mandrins. À l'inverse, un



Figure 15.
A. Surgiquest® trocar sans valve.
B. Surgiquest® trocar sans valve : utilisation avec un endoscope flexible.

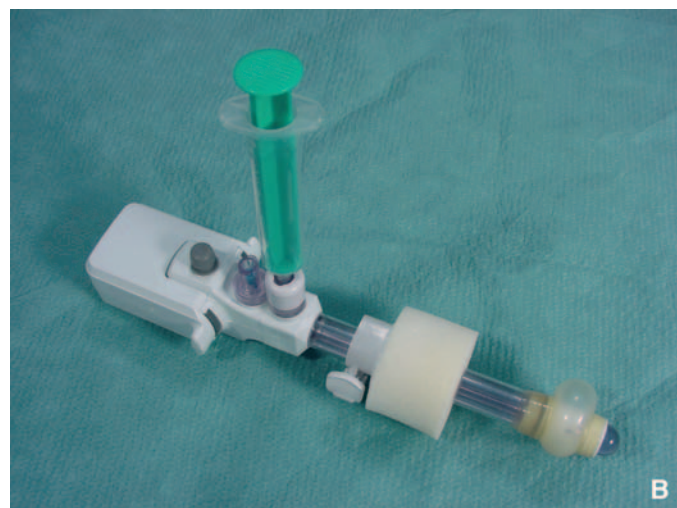
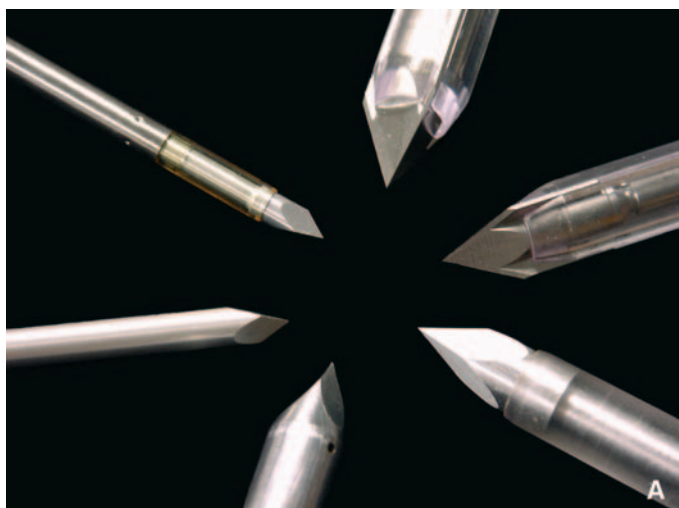


Figure 16.
A. Différentes formes de pointes de trocars.
B. Trocar mousse avec ballon d'étanchéité.
C. Trocars restérilisables : différents modèles.
D. Trocar à vis.

mandrin acéré nécessite un entretien régulier s'il n'est pas à usage unique car ses parties coupantes s'altèrent rapidement. Le risque des mandrins de mauvaise qualité est également d'entraîner une introduction brutale du trocar dans la cavité opératoire avec un risque de plaie vasculaire ou digestive. Des mandrins de très bonne qualité et parfaitement bien entretenus sont des éléments de sécurité fondamentaux lors de l'introduction de

trocars chirurgicaux. Il ne faut pas oublier que si 30 à 40 % des plaies vasculaires et digestives mentionnées dans la littérature sont rapportées à l'introduction du premier trocar, la moitié des plaies vasculaires et digestives sont dues à l'introduction du deuxième trocar et des trocars suivants, ce qui confirme que ce risque peut survenir avec l'ensemble de l'instrumentation. Pour limiter l'incidence des plaies iatrogènes, les fabricants

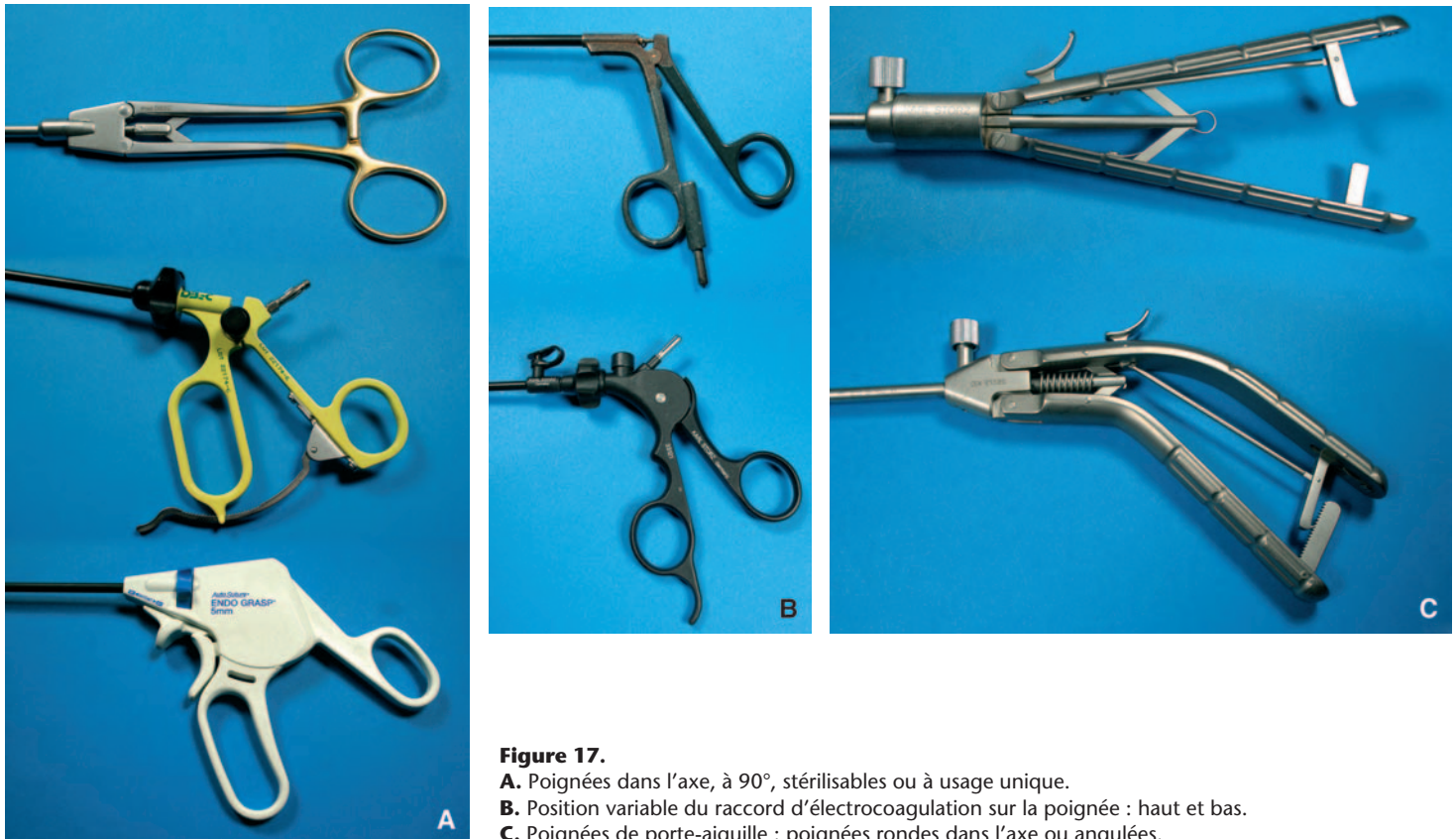


Figure 17.
A. Poignées dans l'axe, à 90°, stérilisables ou à usage unique.
B. Position variable du raccord d'électrocoagulation sur la poignée : haut et bas.
C. Poignées de porte-aiguille : poignées rondes dans l'axe ou angulées.

équipent les extrémités des trocars de systèmes protégeant la partie acérée des trocars dès qu'ils ont dépassé la résistance de la paroi abdominale. Efficaces pour limiter la survenue des plaies digestives, ils ne préviennent pas tous les accidents et ne constituent pas une garantie contre les complications. Enfin, ils n'existent que sur les trocars à usage unique, leur mécanisme à ressort ne supportant pas un démontage répété. Pour limiter le coût des trocars, certaines équipes proposent l'utilisation d'un premier trocart à usage unique pour l'accès au péritoine et l'utilisation de trocars stérilisables pour les autres accès. Dans ce cas, ces trocars sont introduits sous contrôle de l'endoscope.

Enfin, certains trocars comportent des systèmes ayant pour objectif de les empêcher de glisser après avoir été mis en place. Il s'agit de systèmes rugueux empêchant leur mobilisation dans les tissus sous-cutanés, de systèmes à vis externe, de rainures, de pas de vis ou des ballons gonflables à l'extrémité du trocart. Là encore, le choix de la technologie utilisée varie en fonction de l'école. Le plus souvent, une incision ajustée à la taille du trocart permet de réaliser un geste chirurgical sans contraintes particulières liées à ces trocars. Au cas où le trocart sortirait de façon intempestive de l'abdomen, il reste possible de le fixer au moyen d'une bourse puis de fixer le fil de cette bourse à un élément saillant du trocart (robinet, valve, etc.).

Ergonomie de l'instrumentation

Le débat sur l'ergonomie idéale des poignées des instruments et en particulier des instruments opérateurs (ciseaux, pincettes, pinces, porte-aiguilles) n'est pas résolu. D'une façon générale, deux écoles s'opposent. Les uns sont partisans des poignées dans l'axe de l'instrument, les autres préfèrent des poignées avec un angle par rapport à l'axe de travail (Fig. 17).

De la même façon que l'axe des poignées peut avoir des orientations variables de 0 à 90°, les anneaux dans lesquels on peut glisser les doigts ont des formes et des tailles différentes selon les fabricants et le type d'instrument (Fig. 17A). Certains anneaux sont prévus pour passer un doigt, deux doigts ou plusieurs doigts de la main. Ils peuvent être complétés d'ergots de retenue des doigts selon les applications. Aucune recommandation particulière d'une poignée par rapport à une autre ne peut être formulée étant donné que chaque chirurgien adapte

la préhension de ses instruments à ses besoins. Il est possible d'avoir un jeu de poignées adaptées aux différents chirurgiens pratiquant l'acte opératoire à l'aide du même matériel ou d'avoir, pour les mêmes poignées, des extrémités de travail différentes. La position du connecteur d'électrocoagulation peut, elle aussi, être placée à différents endroits de l'instrument (Fig. 17B).

Entretien de l'instrumentation

Quel que soit le geste chirurgical effectué, tous les instruments sont souillés dans leurs parties apparentes mais également dans les parties cachées (articulations, axes) par capillarité des fluides biologiques. Leur lavage et leur entretien est d'ordre fondamental pour en prolonger la qualité et la durée d'utilisation. Pour faciliter cet entretien, les instruments sont plus ou moins démontables (extrémités opératrices, poignées, axes) et sont munis de canaux de lavage.

Système de blocage des poignées

Les poignées des pinces de chirurgie laparoscopique sont dotées de différents systèmes de maintien. Si l'absence de système de blocage est recommandée pour les ciseaux, les systèmes de maintien de pinces fermées peuvent être utiles pour les instruments utilisés pour l'exposition de certains organes. Trois types de systèmes sont essentiellement proposés : ce sont les systèmes à crémaillère fixe, les systèmes à crémaillère mobile (Fig. 18A) et les systèmes à came [24] (Fig. 18B).

Raccord électrique

De nombreux instruments chirurgicaux peuvent être utilisés en association avec la coagulation monopolaire. Les électrodes de connexion électrique peuvent être situées au sommet de l'instrument ou à l'arrière de la poignée. Chaque position a ses avantages propres. La connexion à l'arrière de la poignée permet d'avoir le fil électrique hors du champ de manipulation des instruments déjà encombré par les câbles de caméra et de lumière froide.

**Figure 18.**

A. Blocage des poignées : modèles sans blocage, avec crémaillère amovible et avec crémaillère fixe.

B. Blocage des poignées : Come.

Pincettes de coagulation bipolaire

L'aspect des pincettes bipolaires ressemble de plus en plus à une instrumentation laparoscopique conventionnelle. Au début de l'ère laparoscopique, la construction de systèmes articulés dont les deux mors pouvaient recevoir chacun une polarité

d'électrodes de bistouri bipolaire était difficilement réalisable et les pincettes bipolaires étaient essentiellement dotées d'extrémités souples permettant l'application d'électricité bipolaire mais pas la manipulation d'organes. Depuis quelques années, plusieurs fabricants ont développé des pinces permettant la saisie des tissus et autorisant la coagulation bipolaire.

Du fait de l'apparition de ce matériel, et de l'amélioration de la qualité des systèmes de coagulation bipolaire, ces pincettes bipolaires sont de plus en plus largement utilisées tant grâce à leur manipulation simple que par l'utilisation de nouveaux courants de haute fréquence. La coagulation bipolaire a fait la preuve de son efficacité et trouve des applications dans des domaines de plus en plus nombreux, en particulier dans la chirurgie des organes parenchymateux (hépatectomie, néphrectomie). L'amélioration de la gestion de ces courants bipolaires se poursuit avec l'apparition de systèmes évolués à contrôle automatique de la quantité de courant appliqué (système Ligasure®).

Système d'irrigation/aspiration

La chirurgie laparoscopique, comme la chirurgie conventionnelle, peut être confrontée à des problèmes de souillure du champ opératoire par des liquides physiologiques ou par du sang. La sécurité impose d'avoir un système d'aspiration à la disposition du chirurgien au moment où il en a besoin. Les systèmes d'irrigation mais surtout d'aspiration sont actuellement simples à mettre en œuvre. Si des systèmes totalement autonomes existent et sont recommandés pour des usages particuliers (traitement de la grossesse extra-utérine en chirurgie gynécologique), dans la plupart des cas, le vide des salles d'opération suffit à raccorder des canules d'aspiration permettant un usage optimal au cours du geste chirurgical. Le choix des canules (canules uniperforées ou canules multiperforées) dépend de l'usage qu'en fait le chirurgien et s'il souhaite uniquement aspirer ou s'il a besoin de la fonction d'irrigation-lavage. Une canule multiperforée est plus utile pour réaliser des grands lavages péritonéaux (exemple : traitement de la péritonite aiguë généralisée dans le cadre de l'urgence) alors que des canules n'ayant qu'un orifice perméable permettent d'aspirer plus précisément du sang en contact d'un vaisseau saignant.

Si l'aspiration est un élément fondamental, l'irrigation qui y est souvent associée, l'est également. De nombreuses interventions peuvent requérir un système d'irrigation (en particulier la chirurgie biliaire, la chirurgie d'urgence). Certains chirurgiens prônent également l'utilisation de l'irrigation pour réaliser de l'hydrodissection. Toutefois, le coût des systèmes dédiés à cette irrigation est tel que, dans la plupart des cas, seule une petite irrigation, obtenue à l'aide d'une poche de sérum placée dans une manchette assurant sa compression, est disponible au bloc opératoire. Des systèmes variés permettant l'injection de liquide sous pression sont proposés. Ils sont souvent à usage unique, d'un coût élevé et réservés à des usages spécifiques ou occasionnels.

Principales complications liées à l'instrumentation

Si toute défaillance mécanique peut entraîner des difficultés du geste opératoire, il est important de relever deux complications propres à l'usage de l'instrumentation laparoscopique. Le premier problème est celui de l'isolation électrique des instruments. L'utilisation de courant monopolaire à travers de nombreux instruments (crochets, pinces, ciseaux) impose un gainage parfait de ces instruments. En cas d'utilisation multiple et de stérilisation répétée, les gaines s'altèrent rapidement et peuvent laisser passer des courants électriques à des organes avec lesquels ils ne devraient pas être en contact. Le passage de ces courants peut provoquer des brûlures graves dont le diagnostic immédiat n'est pas obligatoirement fait car il se situe hors du champ visuel de la caméra endoscopique. Il faut devant ce risque impérativement s'assurer de la parfaite isolation de toutes les gaines et de tous les instruments raccordés au système électrique.

Le deuxième problème est celui de la fragilité particulière de l'instrumentation de laparoscopie. Les contraintes de la stérilisation à haute température (autoclave à vapeur d'eau à 125 °C ou 134 °C tels que recommandés actuellement), les pressions élevées et les contraintes spécifiques de la fabrication de l'instrumentation laparoscopique ont comme conséquence une altération plus rapide des systèmes mécaniques des instruments qu'en chirurgie conventionnelle. Les systèmes articulés rotatifs et les systèmes à canaux opératoires sont fréquemment obstrués par les déchets organiques et protéiques au cours de l'intervention chirurgicale. En cas de lavage incomplet, ces dérivés protéiques sont coagulés au cours du processus de stérilisation suivant et altèrent définitivement le bon fonctionnement d'un instrument. En outre, des contraintes mécaniques importantes sont appliquées sur les articulations des instruments laparoscopiques et peuvent en provoquer la rupture. La perte d'éléments mécaniques peut en résulter impliquant leur recherche et leur élimination impératives au cours du geste chirurgical.

■ Conclusion

L'instrumentation de chirurgie endoscopique et laparoscopique est très variée. Si un certain nombre d'instruments sont dédiés à des actes ou à des applications spécifiques, l'évolution va vers une utilisation d'instruments standardisés dans la majorité des cas. Seuls des usages particuliers comme la robotique et des systèmes articulés ou, demain, la chirurgie par les voies naturelles impliqueront une augmentation du degré de liberté de l'instrumentation associée à leur gestion robotisée. Ceci imposera de nouvelles contraintes au développement de cette instrumentation.



■ Références

- [1] Fernandez-Cruz L, Saenz A, Taura P, Benarroch G, Nies C, Astudillo E. Pheochromocytoma: laparoscopic approach with CO₂ and helium pneumoperitoneum. *Endosc Surg Allied Technol* 1994;**2**:300-4.
- [2] Yacoub OF, Cardona Jr. I, Coveler LA, Dodson MG. Carbon dioxide embolism during laparoscopy. *Anesthesiology* 1982;**57**:533-5.
- [3] Davis SS, Mikami DJ, Newlin M, Needleman BJ, Barrett MS, Fries R, et al. Heating and humidifying of carbon dioxide during pneumoperitoneum is not indicated: a prospective randomized trial. *Surg Endosc* 2006;**20**:153-8.
- [4] Mouton WG, Bessell JR, Millard SH, Baxter PS, Maddern GJ. A randomized controlled trial assessing the benefit of humidified insufflation gas during laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 1999;**13**:106-8.
- [5] de Csepe J, Wilson E. Heating and humidifying carbon dioxide is indicated. *Surg Endosc* 2007;**21**:340-1.
- [6] Diemunsch PA, Van Dorsselaer T, Torp KD, Schaeffer R, Geny B. Calibrated pneumoperitoneal venting to prevent N₂O accumulation in the CO₂ pneumoperitoneum during laparoscopy with inhaled anesthesia: an experimental study in pigs. *Anesth Analg* 2002;**94**:1014-8.
- [7] Richardson W, Apelgren K, Earle D, Fanelli R. Guidelines for deep venous thrombosis prophylaxis during laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 2007;**21**:2331-4.
- [8] Wexner SD, Cohen SM, Ulrich A, Reissman P. Laparoscopic colorectal surgery: are we being honest with our patients? *Dis Colon Rectum* 1995;**38**:723-7.
- [9] Novitsky YW, Litwin DE, Callery MP. The net immunologic advantage of laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 2004;**18**:1411-9.
- [10] Bonjer HJ, Hazebroek EJ, Kazemier G, Giuffrida MC, Meijer WS, Lange JF. Open versus closed establishment of pneumoperitoneum in laparoscopic surgery. *Br J Surg* 1997;**84**:599-602.
- [11] Catarci M, Carlini M, Gentileschi P, Santoro E. Major and minor injuries during the creation of pneumoperitoneum. A multicenter study on 12,919 cases. *Surg Endosc* 2001;**15**:566-9.
- [12] Dingfelder JR. Direct laparoscope trocar insertion without prior pneumoperitoneum. *J Reprod Med* 1978;**21**:45-7.
- [13] Philips AP, Amaral JF. Abdominal access complications in laparoscopic surgery. *J Am Coll Surg* 2001;**192**:525-36.
- [14] Boyrul S, Vierra MA, Nezhat CR, Krummel TM, Way L. Trocar injuries in laparoscopic surgery. *J Am Coll Surg* 2001;**192**:677-83.
- [15] Hanney RM, Carmalt HL, Merrett N, Tait N. Use of the Hasson cannula producing major vascular injury at laparoscopy. *Surg Endosc* 2000;**14**:1190-1.
- [16] Agresta F, De Simone P, Ciardo LF, Bedin N. Direct trocar insertion vs veress needle in nonobese patients undergoing laparoscopic procedures. *Surg Endosc* 2004;**18**:1778-81.
- [17] Thomas MA, Rha KH, Ong AM, Pinto PA, Montgomery RA, Kavoussi LR, et al. Optical access trocar injuries in urological laparoscopic surgery. *J Urol* 2003;**170**:61-3.
- [18] Tan HL, Tantoco JG, Ee MZ. The role of diagnostic laparoscopy in micropremies with suspected necrotizing enterocolitis. *Surg Endosc* 2007;**21**:485-7.
- [19] Bisgaard T, Klarskov B, Trap R, Kehlet H, Rosenberg J. Pain after microlaparoscopic cholecystectomy. A randomized double-blind controlled study. *Surg Endosc* 2000;**14**:340-4.
- [20] Schwenk W, Neudecker J, Mall J, Böhm B, Müller JM. Prospective randomized blinded trial of pulmonary function, pain, and cosmetic results after laparoscopic vs microlaparoscopic cholecystectomy. *Surg Endosc* 2000;**14**:345-8.
- [21] Brown SI, White C, Wipat K, Hanna GB, Frank TG, Cuschieri A. Characterizing the "gold standard" image for laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 2004;**18**:1192-5.
- [22] Marten U, Faist M, Kehl K, Giebmeier C, Buess G. Monitor position in laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 2005;**19**:436-40.
- [23] Haveran LA, Novitsky YW, Czerniach DR, Kaban GK, Taylor M, Gallagher-Dorval K, et al. Optimizing laparoscopic task efficiency: the role of camera and monitor positions. *Surg Endosc* 2007;**21**:980-4.
- [24] Marten U, Kuttler G, Giebmeier C, Waller P, Faist M. Ergonomic aspects of the different types of laparoscopic instrument handles under dynamic conditions with respect to specific laparoscopic tasks: an electromyographic-based study. *Surg Endosc* 2004;**18**:1231-41.

D. Mutter, Professeur des Universités, praticien hospitalier (didier.mutter@ircad.fr).

Service de chirurgie digestive et endocrinienne, NHC – Pôle hépato-digestif, 1, place de l'Hôpital, 67091 Strasbourg cedex, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Mutter D. Principes généraux de l'utilisation du matériel de laparoscopie. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Techniques chirurgicales - Urologie, 41-498, 2008.

Disponibles sur www.em-consulte.com



Arbres
décisionnels



Iconographies
supplémentaires



Vidéos /
Animations



Documents
légaux



Information
au patient



Informations
supplémentaires



Auto-
évaluations

Cet article comporte également le contenu multimédia suivant, accessible en ligne sur em-consulte.com et em-premium.com :

1 autoévaluation

[Cliquez ici](#)